

心筋ストレインレート空間分布の高時間分解能計測による収縮・弛緩の遷移過程の描出

吉新 寛樹¹ 長谷川英之¹ 金井 浩¹ 田中 元直²

抄 録

はじめに：心筋ストレインやストレインレートのイメージングは局所心筋機能の評価に有用な技術であることが示されてきたが、心臓の収縮から弛緩への移行期においてはその機序について不明な点が多い。本論文では時間分解能を向上させた心筋ストレインレート計測を行い、その機序について検討した結果を述べる。方法：22歳と23歳男性健康者2名の左室長軸像において、通常のBモード像よりも超音波ビームの走査線密度を減らして走査しRFデータを取得した。心電図R波前後と心音図のII音前後のタイミングにおいて、走査したビーム上に設定した心臓壁内の多点に位相差トラッキング法を適用し、心筋ストレインレートの空間分布を高時間分解能で計測した。結果：心音図のII音周辺の収縮から弛緩に移行する過程において、心室中隔壁では右心室側が左心室側に対して約15-30ms、左心室後壁では心外膜側が心内膜側に対して約100-130ms、同一ビーム内で先行していた。また、ストレインレートの空間分布から、心尖側と心基部側では収縮と弛緩のタイミングが異なり、特に左心室後壁において心尖側から心基部側に移行する様子が見られた。結語：時間分解能を向上させた心筋ストレインレート計測により、収縮から弛緩への移行過程の機序解明の可能性を示した。

Imaging of transient in myocardial contraction and relaxation by measuring strain rate at high temporal resolution

Hiroki YOSHIARA¹, Hideyuki HASEGAWA¹, Hiroshi KANAI, EJSUM¹, Motonao TANAKA, SJSUM²

Abstract

Purpose: Strain and strain rate imaging have been shown to be useful for assessment of regional myocardial function. However, the mechanism of transition in myocardial contraction and relaxation remains unclear. In this study, we investigated the mechanism by measuring myocardial strain rate at high temporal resolution. **Method:** The RF data of two young males were acquired in a typical cross-sectional image (the transthoracic parasternal longitudinal-axis view) by scanning ultrasonic beams sparsely to improve temporal resolution. In the periods around the R-wave in electrocardiogram (ECG) and the second heart sound in phonocardiogram (PCG), the *phased tracking method* was applied to multiple points in the heart wall for estimation of the strain rate. **Result:** In the case of transition from contraction to relaxation around the second heart sound, the right ventricle (RV) side preceded the left ventricle (LV) side by 15 - 30 ms in the interventricular septum (IVS), and the epicardium preceded the endocardium by 100 - 130 ms in the posterior wall. Furthermore, the spatial distribution of strain rate showed that there was a time lag between the apex side and base side in contraction and relaxation. In particular, transition from the apex side to base side was found in the posterior wall. **Conclusion:** Myocardial strain rate was measured at high temporal resolution. *In vivo* experimental results showed the possibility of using this method for elucidation of the mechanism in myocardial contraction and relaxation.

Jpn J Med Ultrasonics 2007; 34(4): 439-448

Keywords

myocardial contraction/relaxation, strain rate, phased tracking method, frame rate, *in vivo* experiments

1. はじめに

心筋ストレインやストレインレートのイメージングは局所心筋機能の評価に有用な技術であることが

示されてきたが¹⁾、心臓の収縮と弛緩との移行過程においてはその機序について不明な点が多い。これまで心臓壁運動の非侵襲的計測のために組織ドブライメーキング法 (Tissue Doppler Imaging: TDI)¹⁻⁶⁾

¹東北大学大学院工学研究科電子工学専攻, ²東北厚生年金病院

¹Department of Electronic Engineering, Graduate School of Engineering, Tohoku University, 6-6-05 Aramaki-aza-Aoba, Aoba, Sendai 980-8579, Japan, ²Tohoku Welfare Pension Hospital, 1-12-1 Fukumuro, Miyagino, Sendai 983-8512, Japan

Received on November 2, 2006; Revision accepted on February 27, 2007

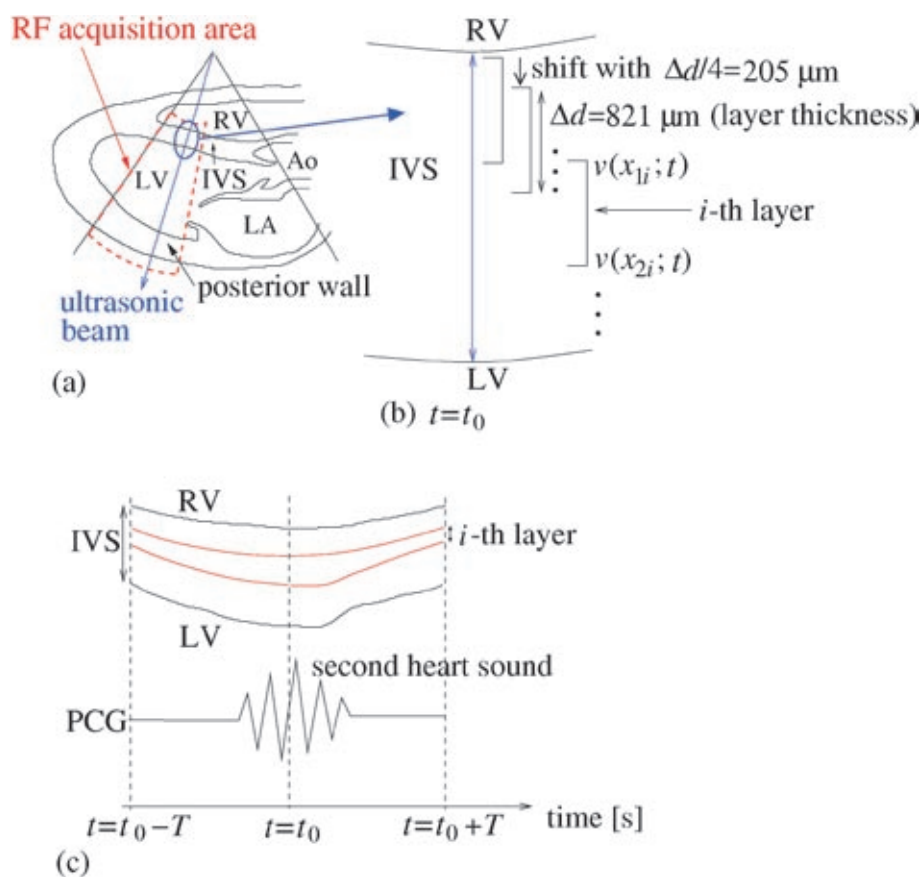


Fig. 1 Principle of measurement of strain rate distribution by shifting a layer. (a) Long-axis view of left ventricle. (b) Method of shifting of a layer along the ultrasonic beam at $t = t_0$. (c) Application of phased tracking method to the points preset in the heart wall at $t = t_0$

が開発された。組織ドプラーイメージング法は心筋の速度分布をリアルタイムに計測出来るが、心臓の動きのサンプリング周波数（フレームレート）は約 200 Hz 程度である¹⁾。本報告では、特に心筋が収縮と弛緩の間で移行する心電図の R 波付近と心音図の II 音周辺において、心臓壁の広範囲を高時間分解能で計測するために通常の B モード像よりも超音波ビームの走査線密度を減らして走査し（スパーススキャン）、約 600 Hz の高いフレームレートでデータを取得した。心電図 R 波付近の等容性収縮期と心音図第 II 音周辺の等容性弛緩期を対象に、スパーススキャンと位相差トラッキング法^{7,8)}を組み合わせ適用し、時間・空間分解能を向上させた心筋のストレインレートを算出しその移行過程を観察した。

2. 方法

2.1 *In vivo* 計測におけるデータ取得

Fig. 1a に示すように、超音波診断装置（SSD-

6500：ALOKA 製）の 3.75 MHz セクタ型プローブを用いて左室長軸像を描出し、心室中隔壁と左室後壁（自由壁）の RF 信号取得領域を設定した。データ取得の際は時間分解能を向上させるために、走査範囲を約 20 度に制限した。この範囲を 5 本の超音波ビームで 5.6 度ごとに走査し、約 600 Hz の高フレームレートを実現した。RF 信号のサンプリング周波数は 15 MHz であり、取得した RF 信号は別の計算機に転送して解析を行った。

2.2 位相差トラッキング法によるストレインレート算出原理

Fig. 1b に示すように、心電図 R 波と心音図第 II 音付近のタイミング $t = t_0 (= t_R, t_{II})$ で、心室中隔壁の右心室面から厚さ 821 μm の層を設定した。層の厚さ $\Delta d = 821 \mu\text{m}$ は送信超音波パルスの半値幅から決定した。 Δd の厚さの層を、深さ方向に左室面まで $\Delta d/4 = 205 \mu\text{m}$ ずつ移動させながら複数設定した。時刻 $t = t_0 (= t_R, t_{II})$ において設定した各

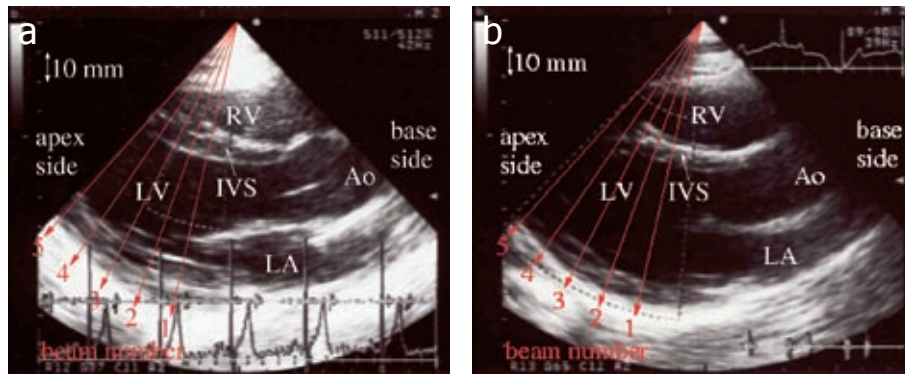


Fig. 2 A cross-sectional image measured by conventional echocardiography. **a** A healthy young male (subject A, 22 years old). **b** A healthy young male (subject B, 23 years old). The arrows show the directions of the five ultrasonic beams used for measuring the velocities at multiple points for estimation of strain rate in the heart wall

層 i ($i = 1, 2, \dots, M$) の上端 x_{1i} と下端 x_{2i} の点に位相差トラッキング法を適用して、時刻 $t = t_0$ を中心に $t_0 - T \leq t \leq t_0 + T$ の区間で各時刻 t における各点 $\{x_{1i}, x_{2i}\}$ の速度 $\{v(x_{1i}; t), v(x_{2i}; t)\}$ を算出した (Fig. 1c). 解析時間区間 T は、心臓壁運動の超音波ビームに直交する成分⁹⁾の影響を避けるために短時間に設定した. 本報告では、設定した各層が各時刻にどれだけ厚さを変化させているかを評価するために、ストレインレートを導入した⁸⁾. 時刻 t における右室面から i 番目の層のストレインレート $S_i(t)$ は、その上端と下端の速度 $v(x_{1i}; t), v(x_{2i}; t)$ を用いて次式で与えられる.

$$S_i(t) = \frac{v(x_{2i}; t) - v(x_{1i}; t)}{\Delta d} \quad [(\text{m/s})/\text{m}] \quad (1)$$

分子は各層の上端と下端の点の速度差を、分母は層の初期厚さを表し速度差を正規化している. すなわち、 $S_i(t)$ は i 番目の層に関して時刻 t における単位長さ当りの厚み変化速度を表わしている. 左室後壁についても同様にしてストレインレートを算出した. 算出したストレインレートはカラーコーディングを用いて M モード像上に表示し、心筋局所の収縮あるいは弛緩の時間変化を観察出来るようにした.

3. 結 果

3.1 心電図 R 波周辺の *in vivo* 計測結果

Fig. 2a, b にそれぞれ被験者 A (22 歳男性健常者) と被験者 B (23 歳男性健常者) の B モード像を示

す. 被験者 A と被験者 B のデータ取得時のフレームレートはそれぞれ 630 Hz と 592 Hz である.

Fig. 3 (1), (2) にそれぞれ被験者 A と被験者 B のビーム番号 2 についての R 波周辺の解析結果を示す. これらの解析結果はそれぞれ心電図 R 波周辺の ± 160 ms, ± 170 ms の区間を解析することで得られた. **Fig. 3** (a) は式 (1) により得られたストレインレートを M モード像上にカラー表示したものである. カラーコーディングは **Fig. 3** (a) 左側のカラーバーに示す. 青色は厚みが増加していることを、黄色は厚みが減少していることを示す. **Fig. 3** (b), (c) はそれぞれ心電図と心音図である. **Fig. 3** (d), (e) はそれぞれ心室中隔壁と左室後壁内に設定した各層の上端の点の振動速度を重ねて表示している.

Fig. 3 において、心室中隔壁で心電図の R 波の約 30–40 ms 前に厚みが増加しているが、その後等容性収縮期において約 60–70 ms の拡張に伴う厚みの減少を経て、再び収縮する過程が見られた. R 波以前に見られる厚みの増加は、心電図 Q 波のタイミングにほぼ一致しており心筋の収縮によるものと考えられるが、心房収縮期における心室の拡張が壁の弾性により戻るといふ現象であるとも考えられ今後も検討が必要である. 一方、同じタイミングにおいて左室後壁では壁内で厚みの増加と減少の混在が見られた. これらの移行過程において心室中隔壁と左室後壁それぞれの壁内で深さにより数十 ms の時間差が見られた.

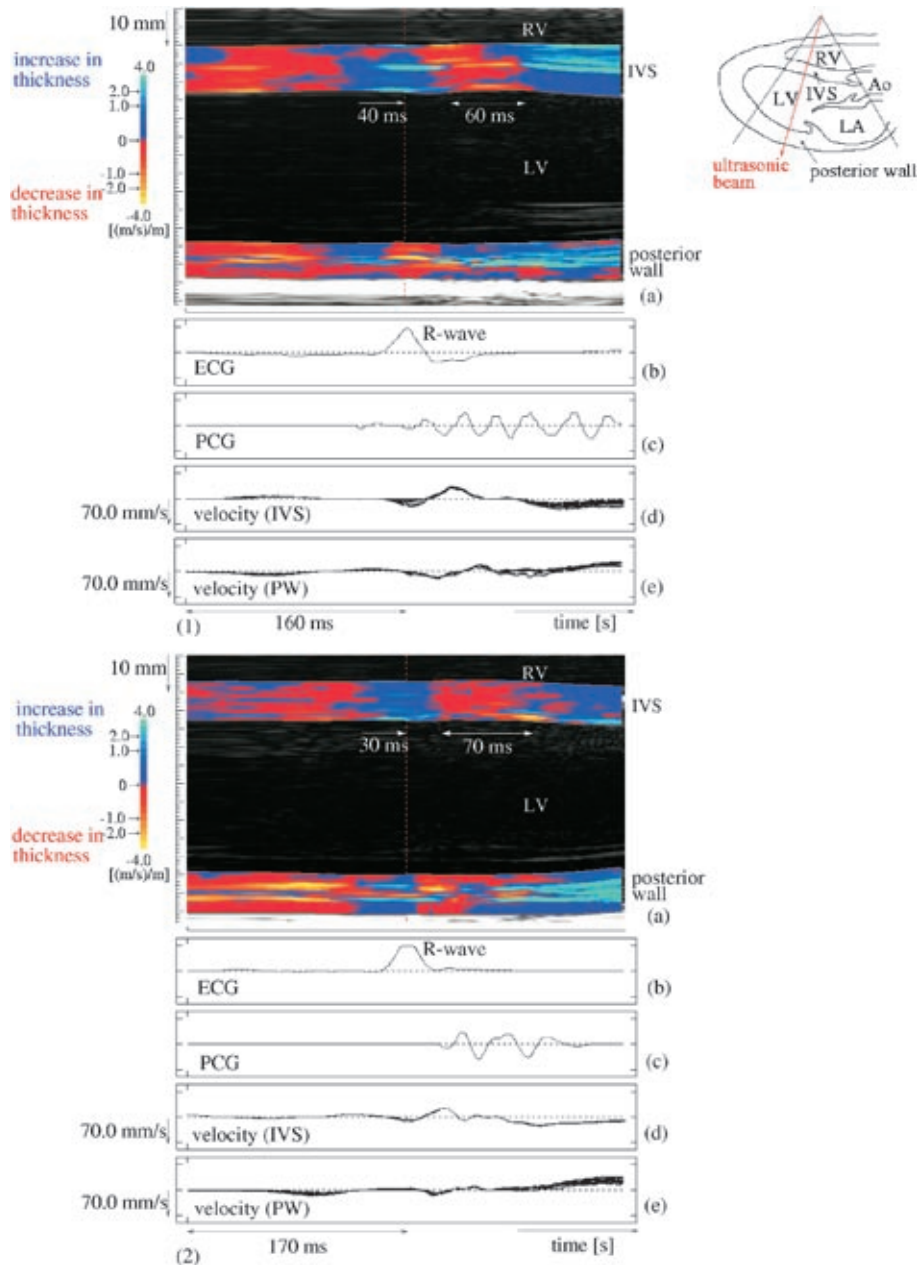


Fig. 3 *In vivo* experimental results around the R-wave. (1) Subject A. (2) Subject B. (a): Strain rate, $S_i(t)$, superimposed on the M-mode image. (b): Electrocardiogram (ECG). (c): Phonocardiogram (PCG). (d): Superimposed estimates of the velocity signals at multiple points along the beam in the interventricular septum (IVS). (e): Superimposed estimates of the velocity signals at multiple points along the beam in the posterior wall (PW)

3.2 心音図第II音周辺の *in vivo* 計測結果

Fig. 4 (1), (2) にそれぞれ被験者 A と被験者 B の心音図第II音周辺の解析結果を示す。 **Fig. 4** (a) - (e) は **Fig. 3** (a) - (e) にそれぞれ対応している。 **Fig. 4a** のストレインレートの時間変化から、収縮から弛緩に移行するタイミングは、心室中隔壁と左室後壁それぞれの壁内においても深さにより異なることが分かる。具体的には心室中隔壁においては右

室側が左室側に対して約 15 - 30 ms、左室後壁においては心外膜側が心内膜側に対して約 100 - 130 ms 先行している。

3.3 心電図 R 波から心音図第II音にかけての2次元ストレインレート分布

各超音波ビームにおけるストレインレートを算出した後に、それらをフレーム毎の B モード像上にカラーで表示することで2次元ストレインレート分

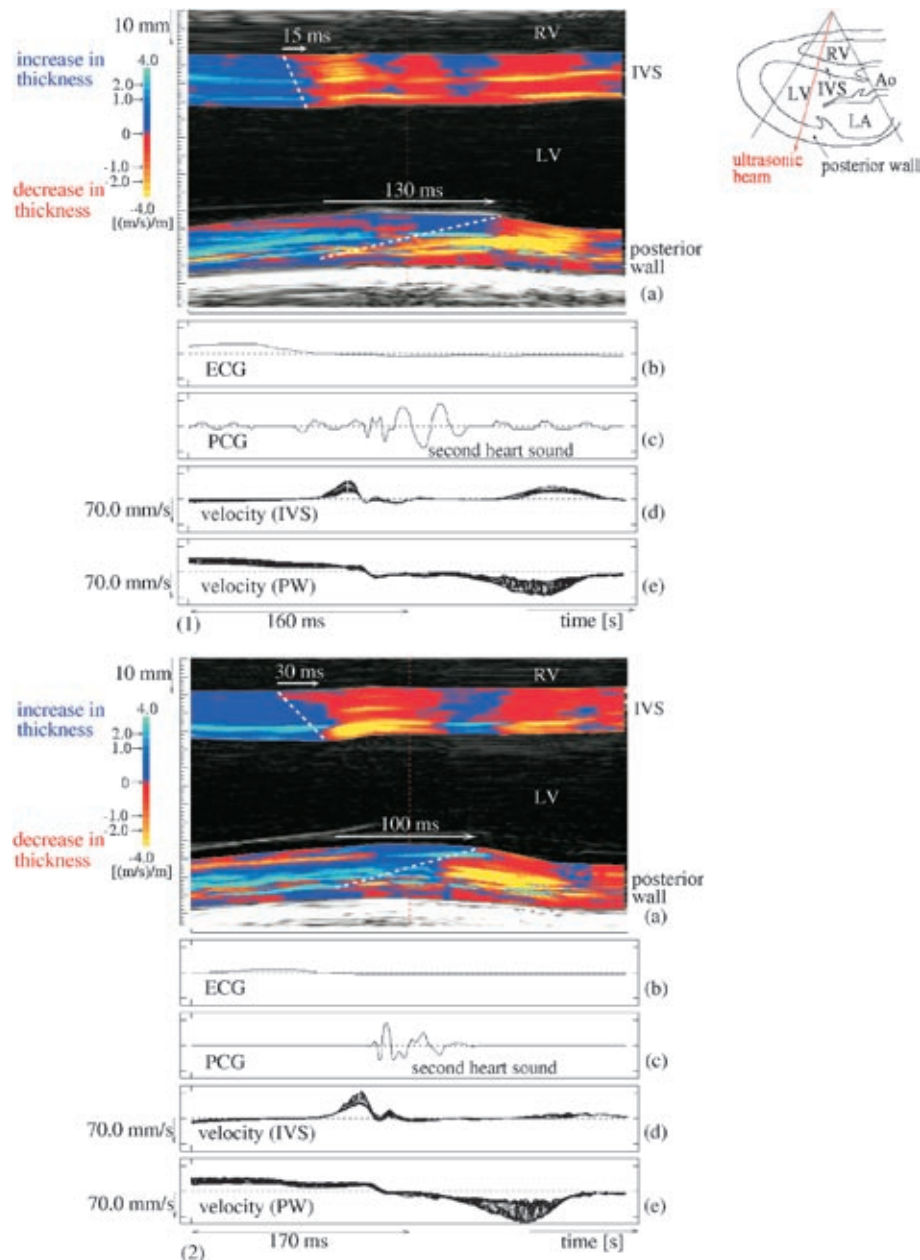


Fig. 4 *In vivo* experimental results around the second heart sound. (1) Subject A. (2) Subject B. (a): Strain rate, $S; (t)$, superimposed on the M-mode image. (b): Electrocardiogram (ECG). (c): Phonocardiogram (PCG). (d): Superimposed estimates of the velocity signals at multiple points along the beam in the interventricular septum (IVS). (e): Superimposed estimates of the velocity signals at multiple points along the beam in the posterior wall (PW)

布を得た。R波から第Ⅱ音周辺にかけての連続するフレームの2次元空間分布から、収縮から弛緩への移行過程を示すフレームを抽出したものを、被験者AとBに関して各々Fig. 5, 6に示す。Fig. 5, 6下部に示したグラフは各超音波ビーム上における左室内腔幅の時間変化を表す。この内腔幅の時間変化は、位相差トラッキング法により得られた左室後壁と心室中隔壁それぞれの左室内腔側の変位の差から算出

した。Fig. 5, 6の被験者A, Bの移行過程から、特に左室後壁において強い収縮が心尖部側から心基部側へ移行し、弛緩も心尖部側が心基部側に対して先行していることが分かる。

3.4 心音図第Ⅱ音周辺の2次元ストレインレート分布

Fig. 7に心音図第Ⅱ音周辺の2次元ストレインレート分布を、被験者A, Bに関して示す。第Ⅱ音周辺

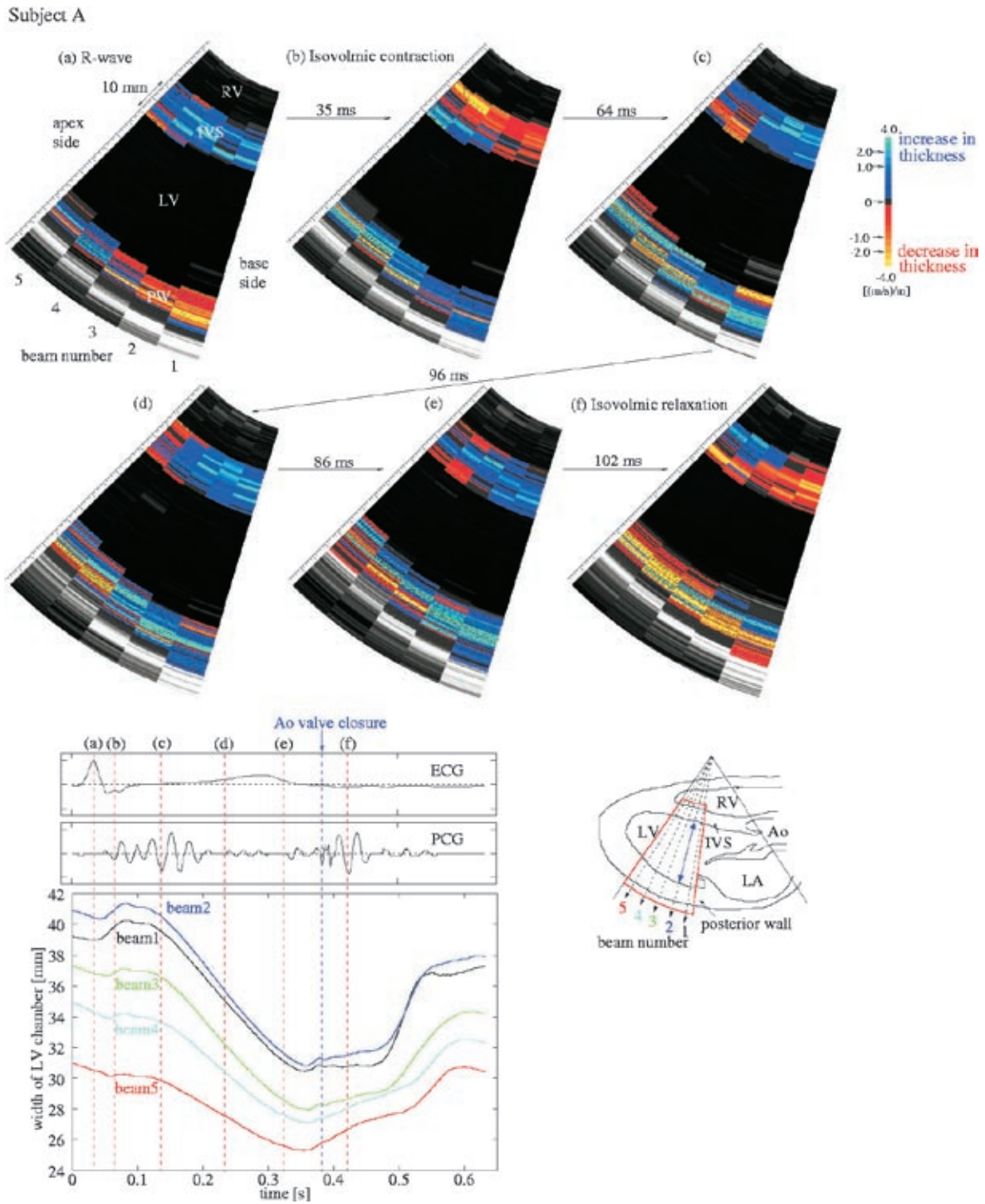


Fig. 5 Two-dimensional distribution of strain rate from the R-wave to the second heart sound for subject A. (a) Time of the R-wave. (b) Isovolumic contraction phase. (c) Early ejection phase. (d) Middle ejection phase. (e) Late ejection phase. (f) Isovolumic relaxation phase. The lower graph shows temporal change in width of the LV chamber along each ultrasonic beam

において収縮から弛緩に移行する過程を観察した。心室中隔壁においては心基部側から心尖部側へ、左心室後壁においては心尖部側から心基部側へ移行していく様子が見られた。また、大動脈弁が閉じるタイミング¹⁰⁾に先行して収縮から弛緩へ移行している

ことも観察された。

4. 考 察

4.1 心周期の各相における特徴と生理学的考察

Fig. 5, 6 に示した収縮から弛緩への一連の移行過

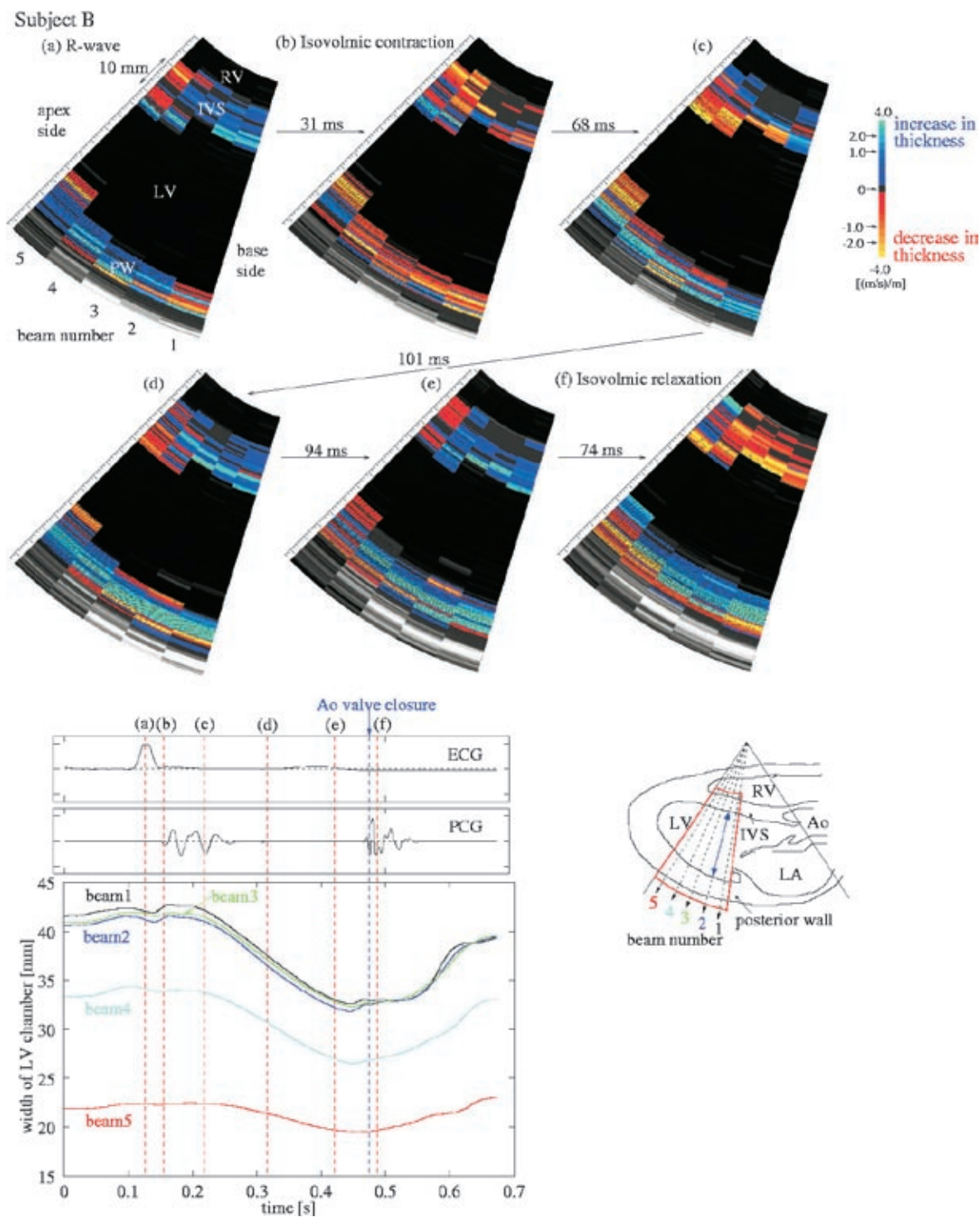


Fig. 6 Two-dimensional distribution of strain rate from the R-wave to the second heart sound for subject B. (a) Time of the R-wave. (b) Isovolumic contraction phase. (c) Early ejection phase. (d) Middle ejection phase. (e) Late ejection phase. (f) Isovolumic relaxation phase. The lower graph shows temporal change in width of the LV chamber along each ultrasonic beam

程についてその特徴と生理学的考察を述べる。

Fig. 5 (a), 6 (a) は心電図 R 波のタイミングにおける 2 次元ストレインレート分布である。左室後壁において、心尖部側は厚みが増加（青）しているのに対して心基部側では厚みの減少（赤）が見られ

た。

Fig. 5 (b), 6 (b) は等容性収縮期に対応する。心室中隔壁においては右室側で厚みが減少しているのに対して、左室側では厚みが増加している。また、R 波のタイミングですでに厚みが増加していた部位

が等容性収縮期において厚みが減少していることが観察された。この厚みの減少は Fig. 5, 6 下図のグラフにおける左室内腔幅の増加に対応し、特に心基部側でより顕著である。これは次の駆出期に備えて心尖部側が収縮し左室圧が上昇した結果、収縮が進んでいない心基部側が拡張したことによると考えられる。

Fig. 5, 6 の (c), (d) はそれぞれ駆出期の前半と中盤に対応する。Fig. 5 (c), 6 (c) では、左室後壁においては全体的に厚みの増加が顕著で強く収縮しており、Fig. 5 (d), 6 (d) のタイミングではその強い収縮が心基部側に移行していることが観察された。また、Fig. 5 (c), 6 (c) では心尖側において心室中隔壁と左室後壁の左室内腔側で厚みの減少が見られるが、これは心尖側が強く収縮し内腔の血液を圧縮した結果、その反作用を受け厚みが減少したと考えられる。厚みは減少しているが、心筋は収縮状態にあると考えられる。

Fig. 5 (e), 6 (e) は心電図 T 波後の収縮後期のタイミングである。依然駆出期であり左室後壁の心基部側は強く収縮しているが、心尖部側の心外膜側においては厚みの減少が見られ弛緩し始めている様子が分かる。

Fig. 5 (f), 6 (f) は大動脈弁閉鎖後の等容性弛緩期に対応する。左室後壁の心尖部側や心基部側の心外膜側では弛緩が見られ、左室内腔幅のグラフにおいても心尖部側での拡張が確認出来る。これは急速流入期に備えるために左室内腔を拡張させ左室圧を減少させる動作と考えられる。一方で、心基部側の心内膜側では依然収縮を持續させており左室内腔も圧縮された状態を維持している。

以上の一連の移行過程から、特に左室後壁において収縮初期に心尖部側が強く収縮し、収縮期の間を通してこの収縮が心尖部側から心基部側に移行していくことが分かった。この動作により、効率的に血液を拍出するのを可能にしていると考えられる。収縮と同様に弛緩においても、心尖部側が心基部側に対して先行していることが観察された。この動作は、次の急速流入期に備えて左室圧を減少させることに寄与していると考えられる。

4.2 左室後壁の移行過程と壁の変位の関係

左室後壁においては収縮・弛緩が心尖部側から心基部側に移行する傾向が見られた。ここでは、左室後壁の左室内腔側が収縮期の間どのように変位す

るかを調べ、移行過程との関係について考察する。

Fig. 8 に各超音波ビーム上における左室後壁の左室内腔側の点が、心電図 R 波のタイミングから最も左室内腔側に変位するまでの時間をプロットしたグラフを示す。この遅延時間は Fig. 8 右上図に示すように、各ビーム上において左室後壁の左室内腔側の点に位相差トラッキング法を適用することで内腔側への変位のピークを検出し算出した。被験者 A, B についてそれぞれ 3 拍分、2 拍分の結果を重ねて表示している。グラフより心尖部側が心基部側よりも早いタイミングで内腔側に最も変位しており、収縮・弛緩が心尖部側から心基部側へ移行することに対応していることが分かる。これより、左室後壁は心尖部側から血液を押し出すように動作していると考えられる。

5. 結 語

超音波ビームのスパーススキャンと位相差トラッキング法を用いることで、心臓壁広範囲の収縮・弛緩の移行特性を高時間分解能 (約 600 Hz: 1.7 ms) で計測した。心音図第 II 音周辺の収縮から弛緩に移行する過程では、同じ心臓壁内において深さによる時間差 (約 15 ms 以上) が見られた。空間的には心尖部・心基部方向で連続的に収縮から弛緩に移行していく過程が見られ、効率的な血液拍出を可能にしていると考えられる。

ストレインレートの計測により得られる厚みの増加・減少が必ずしも心筋の収縮・弛緩と対応していない時相もあるため、ストレインレートの分布から心筋の状態を推定するには生理学的な機能を考慮に入れる必要がある。見かけ上厚みが減少していても心筋は収縮状態にある可能性も考えられ、特に同一壁内で厚みの増加と減少が混在するような時相においては、その生理学的解釈について今後も検討していく必要がある。また、心電図 R 波周辺の解析では複雑な変化が見られ、収縮開始の機序については明らかにすることは出来なかった。今後は心尖アプローチにより心尖・心基部方向の空間分解能を向上させた解析を行い、収縮開始の機序を検討する必要がある。

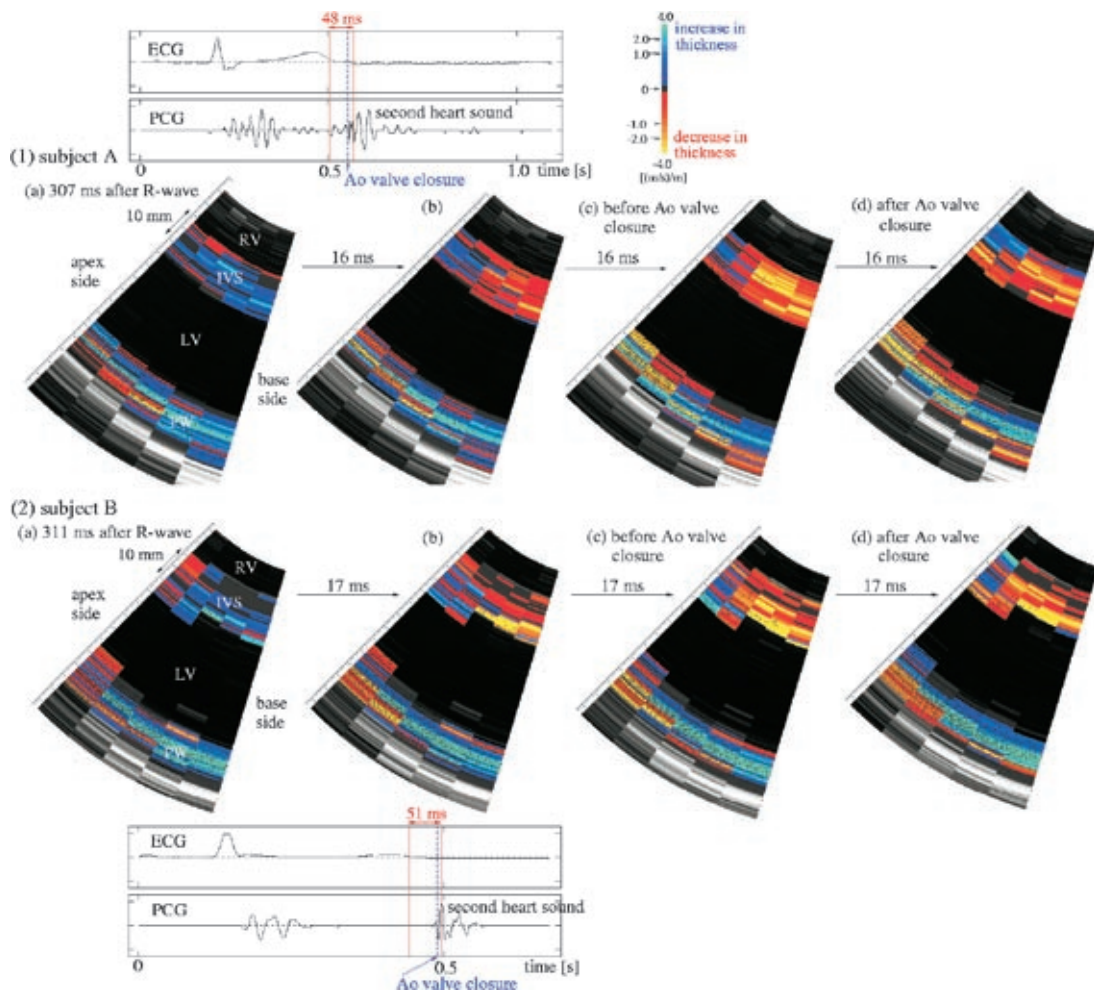


Fig. 7 Two-dimensional distribution of strain rate around the second heart sound. (1) Subject A, transition from contraction to relaxation every 16 ms. (2) Subject B, transition from contraction to relaxation every 17 ms

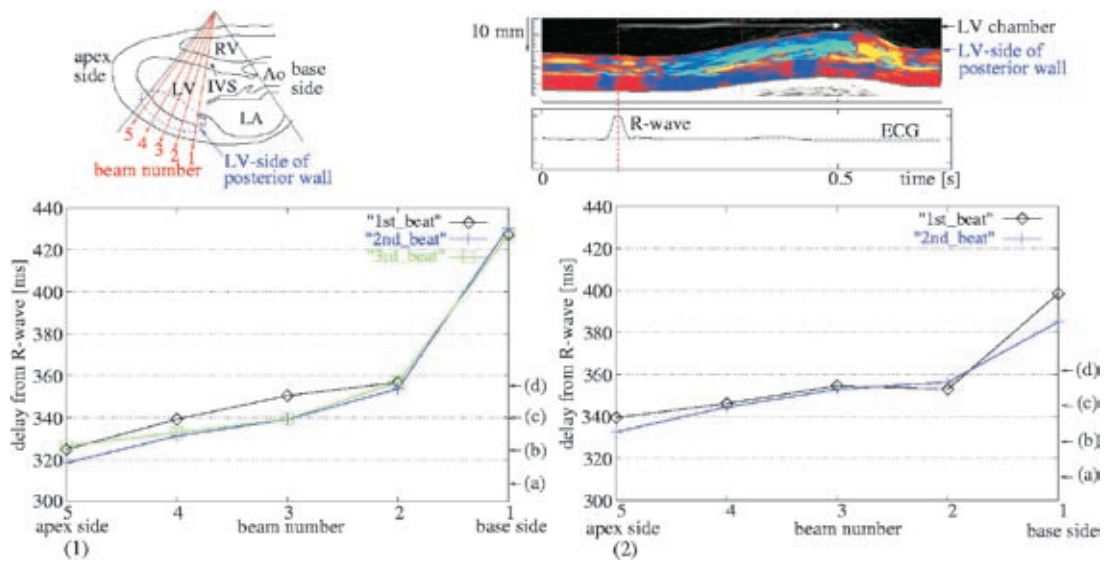


Fig. 8 The delay time from the R-wave to the frame, at which the LV-side of the posterior wall shows the maximum displacement toward the LV chamber along each ultrasonic beam. (1) Subject A. (2) Subject B. The upper right figure shows the strain rate of the posterior wall superimposed on M-mode image along a certain beam, and the white arrow corresponds to delay from the R-wave. Times (a), (b), (c) and (d) shown by arrows in the figures correspond to those in Fig. 7

文 献

- 1) Sutherland GR, Salvo GD, Claus P, et al. Strain and strain rate imaging: a new approach to quantifying regional myocardial function. *J Am Soc Echocardiogr* 2004;17(7):788-802.
- 2) Sutherland GR, Stewart MJ, Groundstroem KW, et al. Color Doppler myocardial imaging: a new technique for the assessment of myocardial function. *J Am Soc Echocardiogr* 1994;7(5):441-58.
- 3) Heimdal A, Stoylen A, Torp H, et al. Real-time strain rate imaging of the left ventricle by ultrasound. *J Am Soc Echocardiogr* 1998;11:1013-9.
- 4) Miyatake K, Yamagishi M, Tanaka N, et al. New method for evaluating left ventricular wall motion by color-coded tissue Doppler imaging: *in vitro* and *in vivo* studies. *J Am Coll Cardiol* 1995;25(3):717-24.
- 5) Palka P, Lange A, Fleming AD, et al. Doppler tissue imaging: myocardial wall motion velocities in normal subjects. *J Am Soc Echocardiogr* 1995;8:659-68.
- 6) Gorcsan J 3rd, Gulati VK, Mandarino WA, et al. Color-coded measures of myocardial velocity throughout the cardiac cycle by tissue Doppler imaging to quantify regional left ventricular function. *Am Heart J* 1996;131(6):1203-13.
- 7) Kanai H, Sato M, Koiwa Y, et al. Transcutaneous measurement and spectrum analysis of heart wall vibrations. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 1996;43(5):791-810.
- 8) Kanai H, Hasegawa H, Chubachi N, et al. Noninvasive evaluation of local myocardial thickening and its color-coded imaging. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 1997;44(4):752-68.
- 9) D'hooge J, Konofagou E, Jamal F, et al. Two-dimensional ultrasonic strain rate measurement of the human heart *in vivo*. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2000;49(2):281-6.
- 10) Kanai H, Yonechi S, Susukida I, et al. Onset of pulsatile waves in the heart walls at end-systole. *Ultrasonics* 2000;38:405-11.